



Document Summary



New
Search



Help

[Preview Claims](#)

[Preview Full Text](#)

[Preview Full Image](#)

Email Link: 

Document ID: JP 2000-139846 A2

Title: METHOD AND DEVICE FOR CREATING DIAGNOSTIC DATA IN DEGREE OF WOUND TO SKIN TISSUE OF PATIENT

Assignee: JENA OPTRONIK GMBH

Inventor: HAUBENREISSER UWE
LUSTERMANN BERND
REILAND WERNER
WERNER EISENWEISS

US Class:

Int'l Class: A61B 5/00 A; A61B 10/00 B; G01N 33/483 B; G01N 33/50 B; G06T 1/00 B; H04N 7/18 B

Issue Date: 05/23/2000

Filing Date: 11/01/1999

Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable inspecting a wound objectively by irradiating a wide range of skin with a white light, transmitting only the mitigated light to a spectrum channel, resolving it into a specified number of light paths and expressing at least one of surfaces having the skin wounds after stepwise spectral resolution and cluster analysis.

SOLUTION: The white light is irradiated from the light source 1 to permit only the mitigated light from the tissue of skin 2 to reach a four-channel multi- spectrum camera 3. In the camera 3, the light is resolved into at least four spectrum channel light paths, a wave length range is stepwise extracted through the use of a continuous spectrum selecting cut-off filter and it is recorded as spectrum images 4. Then it is transmitted to an evaluation unit 5. The image are analyzed and classified, the wounds are classified as against the skin surface which are recorded at present and analysis concerning pixels are executed and they are displayed in a display unit 6. Thus, the state of a lesion is displayed.

(C)2000,JPO

THIS PAGE BLANK (USPTO)

Copyright © 1993-2000 Aurigin Systems, Inc.
Legal Notices

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-139846
(P2000-139846A)

(43) 公開日 平成12年5月23日 (2000.5.23)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	ターコード [*] (参考)
A 6 1 B 5/00		A 6 1 B 5/00	M
	10/00		E
G 0 1 N 33/483		G 0 1 N 33/483	C
	33/50		Q
G 0 6 T 1/00		H 0 4 N 7/18	

審査請求 未請求 請求項の数21 O L (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平11-311526
(22) 出願日 平成11年11月1日 (1999.11.1)
(31) 優先権主張番号 1 9 8 5 0 3 5 0 : 4
(32) 優先日 平成10年11月2日 (1998.11.2)
(33) 優先権主張国 ドイツ (D E)

(71) 出願人 599154375
イエーナ・オプトロニク ゲゼルシャフト
ミット ベシュレンクテル ハフツング
ドイツ連邦共和国 デー・07745 イエ
ナ プリュッシングシュトラッセ 41
(72) 発明者 ウーヴェ ハウベンライサー
ドイツ連邦共和国 デー・07751 ローテ
ンシュタイン ヴィンターベルクシュトラ
ッセ 6
(74) 代理人 100063130
弁理士 伊藤 武久 (外1名)

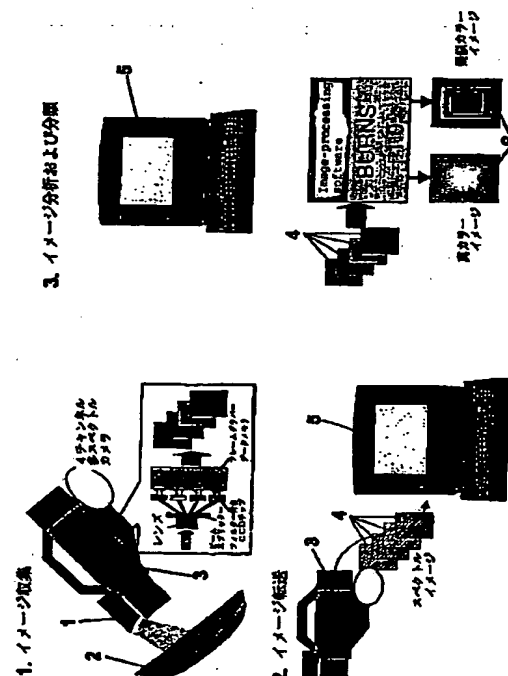
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の皮膚組織への創傷の程度の診断用データを発生するための方法および装置

(57) 【要約】

【課題】 皮膚のタイプや皮膚創傷の時間に関係なく皮膚創傷の客観的且つ再現可能な評価ができるような、スペクトル分解したビデオ記録を基にして人間の皮膚に対する創傷の程度を査定する新規の方法を提供する。

【解決手段】 白色光での照明中に皮膚組織の表面からの緩和された光が少なくとも4つの別々の光路に同時に分解され、スペクトルチャンネルに対してスペクトル定義された波長範囲が連続スペクトル選択性カットオフフィルタを使用して段階的に抽出され、段階的スペクトル分解後に、狭域スペクトル濾波が光電イメージ変換前の各スペクトルチャンネルで実行され、クラスタ分析は緩和値のパラメータ空間内で実行され、クラスタの中心および半径が既知皮膚組織パターンに対する創傷の程度の緩和値で訓練することによって決められ、格納され、皮膚創傷の程度についてのこれらの訓練されたクラスタへの未知皮膚組織の緩和値の割り当てが実行され、記録された皮膚表面の領域内の皮膚創傷の様々な程度の表面がクラスタ割り当てを基にして表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 皮膚組織の表面の同時イメージ記録が複数のスペクトルの異なるチャンネルで行われ、得られたイメージデータがスペクトルの異なるイメージから発生され、皮膚の様々な創傷した領域が画像表示される、患者の皮膚組織への創傷の程度を診断するためのデータを発生する方法であって、前記皮膚組織の表面からの実質的に緩和された光しかイメージ記録のための前記スペクトルチャンネルに達しないように前記皮膚組織が白色光で広範囲に照明され；前記緩和された光が少なくとも4つの別々の光路に分解され、前記スペクトルチャンネルのスペクトルで定義された波長範囲は、プリズムの光学表面に設置される連続スペクトル選択性カットオフフィルタを使用して段階的に抽出され；前記段階的スペクトル分解後、狭域スペクトル濾波が、前記光電イメージ変換前に各スペクトルチャンネルで実行され、このバンドパス濾波は様々な皮膚層が創傷した際のそれらの緩和能力の特徴的变化を考慮に入れ；クラスタ分析は前記緩和値のパラメータ空間で実行され、前記クラスタの中心および半径は、既知皮膚組織パターンに対する創傷の程度の緩和値で訓練することによって決まり、格納され、皮膚損傷の程度についてのこれらの訓練されたクラスタへの未知皮膚組織の緩和値の割り当てが実行され；前記記録された皮膚表面の領域内の皮膚創傷の様々な程度を有する前記表面の少なくとも1つの表現が前記クラスタ割り当てを基にして表示される、方法。

【請求項2】 段階的にスペクトル成分を空間的に抽出するために、反射に有効なカットオフフィルタが、波長範囲内に前記緩和された光の前記スペクトル分解のために使用されることを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項3】 段階的に増大する低パスカットオフ波長を有する低パスフィルタが、前記緩和された光の前記スペクトル分解のための連続反射フィルタとして採用されることを特徴とする請求項2記載の方法。

【請求項4】 段階的に減少する高パスカットオフ波長を有する高パスフィルタが、前記緩和された光の前記スペクトル分解のための連続カットオフフィルタとして採用されることを特徴とする請求項2記載の方法。

【請求項5】 得られた緩和値を発生させるための比率が、同時に記録されたスペクトルイメージからの互いに割り当てられた個々のピクセルに対するクラスタ分析前に、等式

【数1】

$$r_i = r_1 / \sum_{m=1}^n r_m, \quad \sum_{i=1}^n r_i = 1, \quad r_i \in [0, \dots, 1]$$

により形成され、ここで r_i は、像形成された皮膚表面の個々のピクセルに対する狭スペクトルバンドを使用して記録された n 個の異なる緩和値のデジタル化された緩和値を示すことを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項6】 狭スペクトルバンドを使用して記録された緩和値の数 n が4に等しくなるように選択され、青、緑、赤および近赤外線(NIR)スペクトル範囲の部分が使用されることを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項7】 450nm、550nm、650nm、および800nmが、皮膚熱傷度の分類のための狭域濾波の中心波長として採用され、前記帯域幅が5~20ナノメートルの範囲内で選択されることを特徴とする請求項6記載の方法。

【請求項8】 疑似カラー表現が皮膚創傷の様々な程度のより鮮明な表現のために選択されることを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項9】 皮膚創傷の様々な程度の前記表現に加えて、真カラーイメージが、狭域を使用して記録された赤、緑、および青スペクトルチャンネルから構成され、前記2つの表現を切り換えることも可能であることを特徴とする請求項8記載の方法。

【請求項10】 ビームスプリッタ、適当なスペクトルフィルタおよびイメージセンサーによって前記皮膚組織の表面の複数のスペクトルの異なるイメージを同時記録するためのイメージ記録ユニットを有し、前記スペクトルの異なるイメージから得られたイメージデータを発生する手段を含む評価ユニットと、前記皮膚組織の多様に損傷した領域を表示するための出力ユニットとを有する、患者の皮膚組織への創傷度の診断のためのデータを発生するための装置であって、前記皮膚組織からの緩和された白色光の広範囲の収集のためのレンズが、前記収集された光を前記ビームスプリッタに送るために前記イメージ記録ユニット内に提供され；前記ビームスプリッタは、順次配置されたプリズムの波長マルチプレクサであり、前記皮膚表面によって緩和された前記光を少なくとも4つの異なるイメージに分解することを可能にし、それぞれの場合で前記プリズムが、前記レンズから離れたそれらの表面上の限定された波長範囲での光ビームの空間的抽出のためのスペクトル選択性カットオフフィルタ層を有し、これらの選択的に抽出された光ビームのそれぞれが関連したイメージセンサーに衝突する前に狭域濾波され；前記イメージセンサーの前記スペクトルの異なる緩和値から発生されたパラメータ空間内でデータ分析を実行する手段が前記評価ユニット内にあり、前記データ分析は、既知皮膚組織の皮膚創傷の程度からの同じパラメータ空間内にもうすでに格納されているデータとの現在データの比較を含み、前記現在データは皮膚創傷の既知程度に割り当てられる、装置。

【請求項11】 各カットオフフィルタ層は、低パスフィルタとして働く急峻なカットオフを有する反射フィルタであり、前記低パスフィルタの前記カットオフはプリズムからプリズムまで段階的により大きな波長にシフトされることを特徴とする請求項10記載の装置。

【請求項12】 各カットオフフィルタ層が高パスフ

ルタとして働く急峻なカットオフを有する反射フィルタであり、各高パスフィルタのカットオフがプリズムからプリズムまで段階的により小さな波長にあることを特徴とする請求項10記載の装置。

【請求項13】 前記カットオフフィルタの全てが、前記スペクトルの空間的ビーム分解の均一面である共通面と垂直をなして配置されることを特徴とする請求項11または12記載の装置。

【請求項14】 前記評価ユニットが、等式

【数2】

$$r_i = r_i / \sum_{m=1}^n r_m, \quad \sum_{i=1}^n r_i = 1, \quad r_i \in [0, \dots, 1]$$

により、得られた緩和値を発生させるための同時に記録されたスペクトルの異なるイメージの個々のピクセルの比率を形成するための手段を有し、ここで r_i は、像形成された皮膚表面の個々のピクセル毎の狭スペクトルバンドを使用して測定された n 個の異なる緩和値のデジタル化された緩和値を示すことを特徴とする請求項10記載の配置構成。

【請求項15】 前記スペクトルの異なる緩和値の前記パラメータ空間内でクラスタ分析を実行する手段が前記評価ユニット内に提供され、前記クラスタの中心および半径は、既知皮膚組織パターンに対する創傷の程度の緩和値で訓練することによって決められ、格納され、未知皮膚組織の緩和値は皮膚創傷の程度のこれらの訓練されたクラスタに割り当て可能であるので、それらの創傷に関して分類可能であり；前記出力ユニットは、前記クラスタ割り当ておよび分類を基にして現在記録されている皮膚表面の領域内の皮膚創傷の様々な程度の表面を表すための少なくとも1つの手段を有することを特徴とする請求項10記載の配置構成。

【請求項16】 青、緑、赤および近赤外線(NIR)スペクトル範囲の部分からの、狭バンドを使用して記録された4つの異なるスペクトル緩和値が、皮膚熱傷の程度の分類のために使用されることを特徴とする請求項15記載の配置構成。

【請求項17】 450nm、550nm、650nm、および800nmが、皮膚熱傷度の分類のための狭域濾波の中心波長として提供され、前記バンドパスフィルタの半値全幅が5~20ナノメートルの範囲内にあることを特徴とする請求項16記載の装置。

【請求項18】 前記波長マルチプレクサは、第1~第3イメージセンサーの横方向に結合するための3つのくさび状プリズムから成り、第4イメージセンサーの線状結合のためのこれらのプリズムに隣接する4面接続プリズムを有し、前記くさび状プリズムの場合の前記レンズから入ってくる光に関して、前記反射カットオフフィルタ層がそれぞれの場合で後部側に配置され；少なくとも1つの空気層が、短プリズム側の方向へのプリズムのそ

れぞれのカットオフフィルタによって抽出された光の内部反射のために前部側に配置され、前記カットオフフィルタ上に前記イメージセンサーが前記イメージセンサーの内部反射の方向と直交するように配置され；前記プリズムは、各プリズム内の光路長が等しくなるように寸法形成されることを特徴とする請求項16記載の配置構成。

【請求項19】 前記レンズが、短物体長と、前記波長マルチプレクサを介して前記皮膚表面を異なるスペクトル照明で前記イメージセンサー上に像形成するための大イメー

【請求項20】 前記レンズ、波長マルチプレクサ、カットオフフィルタ層、バンドパスフィルタ、イメージセンサーおよびイメージメモリを備えた前記イメージ記録ユニットは、コンパクトビデオカメラ内に配置され、パーソナルコンピュータへのデータ転送は、前記皮膚創傷のクラスタ分析および分類のためのみ提供されることを特徴とする請求項10記載の配置構成。

【請求項21】 強力な白色光源が、ビデオカメラにしっかりと接続され、照明は、前記皮膚表面から直接反射した光が前記カメラレンズに入射しないようにアライメント調整されることを特徴とする請求項20記載の配置構成。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、患者の皮膚組織への創傷の程度の診断用データを発生するための方法および装置に関する。それは、特に、臨床的に使用する熱傷創についての医療的初期診断、追跡調査、資料化、および保管に適用される。

【0002】臨床上の診断において、異常な皮膚変化、特に皮膚熱傷は、200年前と同様、現在も、検査する医者によって、つまり主観的で、且つ経験に基づいて、視覚的に行われる創面切除後に診断される。特に熱傷創の場合、患者や環境の影響のため、誤診は、医者の経験により略30~50%程度である。大抵の場合、創傷の程度は、数日後または最初の手術の段階でしか確かめられない。

【0003】

【従来の技術】客観的方法を探すと、超音波法『ウイリー(Wyllie)他のBurns 17 (1991)123-128』、サーモグラフィ『コール(Cole)他のBurns 16 (1990)60-63』、カラー法、アイソトープ法、NMR法(Nuclear Magnetic Resonance)『ネテルバッド(Nellelbad)他、Burns Vol. 22 (1996) No. 2, 117-119』、およびレーザードップラー技術『エセックス(Essex)他、J Biomed Eng Vol. 13 (1991)189-193；ニアジ(Niazi)他、Burns 19 (1993)485-489』が実施されているが、これらの方法が通常は侵襲性(患者の汚染)であり、集中治療患者

には危険すぎ、時間がかかりすぎ、または高価すぎ、それらの結果の再現性もしばしば巧くいかないもので、それ無しでも相当する臨床上の成功を達成することが可能であった。反射光学式方法についての今までの作業でさえそれほど良好ではなかったもので、実際には実行されなかった。可視波長範囲内での試み（アフロモビッツ（Afro mowitz）その外、（1988））は、とりわけエラーの数が異なる皮膚タイプに関してあまりにも多すぎたので、臨床的な業務では不成功であった。

【0004】米国特許第5,701,902号では、熱傷を特徴付けるために蛍光励起（UVまたは可視スペクトル範囲内の）および同時IR分光学を使用することが試された。この解決法は、但し、同様に侵襲性（静脈投与された蛍光染料）であり、局部測定（ $\leq 1\text{mm}^2$ ）に限られる。追跡調査（測定局所の再現性）も広範囲記録（ $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ の面積に約6時間必要となる）も実行されない。

【0005】米国特許第4,693,255号は、分析のために、前もって簡単に導入されたマーキング染料、好ましくは蛍光染料による熱傷組織の外観の動的変化を利用することによって皮膚熱傷の広範囲画像ビデオ記録の記録を開示する。この方法は、侵入性であり、染料ダイナミクスが1〜20分の時間帯中に起こるので、この方法は、いずれにしても即診断、および追跡調査には不适当である。

【0006】米国特許第4,170,987号は、回動鏡と、ライン走査で標本抽出された患者の皮膚の同じピクセルが同時にそれらの上に像形成される3つの検出器とを用いた医療用皮膚診断システムおよび方法を説明する。この場合、黒および白の検出器が異なるカラーフィルタ（例えば、緑、赤、IR）の背後に配置される。検出器の中間（灰色）値は、コントラスト増加の調整またはダイナミックレンジの一致後にデジタル化され、格納される。ピクセル当たりのそれぞれの3つの関連する格納されたデジタル値から、疑似カラーイメージとしてカラーモニターに表示されるか、または印刷される比率数が形成される。

【0007】走査標本抽出方法は、基本的に移動用途での欠点を有することに加えて、主に、高い光学アライメント経費と、多強度分解の結果として生じる光の減衰との欠点もある。このアライメントにかかる高費用は、実際、1つの面内でのビーム分解の場合しか管理可能な範囲内に留まらず、望ましくない光減衰も、2つのスプリッター鏡でもかなり高いので、米国特許第4,170,987号で提案されたシステムは、意図するところが満足できる信号/ノイズ比でのピクセル同期イメージ記録を達成することである場合、3つの異なる波長までの強度イメージしか実際に記録できない。

【0008】皮膚創傷の程度についての診断に対する全ての周知解決法にまつわる他の一般的欠点は、測定された値が、個別の皮膚タイプ、熱傷の場所、熱傷後の測定

の時間、照明状態、および予想される初期治療（軟膏）に左右されるという事実にある。絶対測定値が、故に限定された意味のものでしかないので、文書資料に記載されている大抵の研究は、相当する標準化および解釈モデルのため誤りであることが分かる。その重要さは、測定方法が、余分な、時には適さない測定数量の加えることによって、例えば、余分の測定チャンネルおよび/または侵襲性ステップ（染料）によって複雑になっていることにある。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、皮膚のタイプや皮膚創傷の時間に関係なく皮膚創傷の客観的且つ再現可能な評価ができるような、スペクトル分解したビデオ記録を基にして人間の皮膚に対する創傷の程度を査定する新規の方法を提供することである。本発明の特定の目的は、熱傷度2a（2、表在性）〜2b（2、深層性）、および3、および健康な皮膚を、患者に関係しないイメージ内のシーンと同じように確実に区別する客観的な診断的支援手段を生成することである。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明により、皮膚組織の表面の同時イメージ記録が複数のスペクトルの異なるチャンネルで行われ、得られたイメージデータがスペクトルの異なるイメージから発生され、皮膚の様々な創傷した領域が画像表示される、患者の皮膚組織への創傷の程度を診断するためのデータを発生する方法であって、皮膚組織の表面から実質的に緩和された光しかイメージ記録のためのスペクトルチャンネルに達しないように皮膚組織が白色光で広範囲に照明され；その緩和された光が少なくとも4つの別々の光路に分解され、これらのスペクトルチャンネルのためのスペクトルで定義された波長範囲は、プリズムの光学表面に設置される連続したスペクトル選択性カットオフフィルタを使用して段階的に抽出され；段階的スペクトル分解後、狭域スペクトル濾波が、光電イメージ変換前に各スペクトルチャンネルで実行され、このバンドパス濾波は様々な皮膚が創傷した際のそれらの緩和能力の特徴的变化を考慮に入れ；クラスタ分析は緩和値のパラメータ空間で実行され、クラスタの中心および半径は、周知の皮膚組織パターンに対する創傷度の緩和値で訓練することによって決まり、格納され、皮膚損傷の程度についてのこれらの訓練されたクラスタへの未知の皮膚組織の緩和値の割り当てが実行され；記録された皮膚表面の領域内の様々な程度の皮膚創傷を有する表面の少なくとも1つの表現がクラスタ割り当てを基にして表示される、方法の場合に、この目的が達成される。

【0011】段階的にスペクトル成分を空間的に抽出するために波長範囲内に緩和された光のスペクトル分解のために選択的に反射するカットオフフィルタを使用すると有利であることが分かる。好ましくは、この場合、段

階的に増大する低パスカットオフ波長を有する連続反射低パスフィルタが採用される。同様に、段階的に減少する高パスカットオフ波長を有する高パスフィルタが連続カットオフフィルタとして採用されても良い。

【0012】得られた緩和値を発生させるための比率が、同時に記録されたスペクトルイメージからの互いに割り当てられた個々のピクセルに対するクラスタ分析前に、次の等式

【数3】

$$r_i' = r_i / \sum_{m=1}^n r_m, \quad \sum_{i=1}^n r_i' = 1, \quad r_i \in [0, \dots, 1]$$

により形成される場合、イメージ記録における異なる皮膚タイプ、異なる照明、および他の変動因子の影響を低減することが特に有利であることが分かり、ここで r_i は、像形成された皮膚表面の個々のピクセルに対して狭スペクトルバンドを使用して記録された n 個の異なる緩和値のデジタル化された緩和値を示す。

【0013】多くの用途に対し、狭スペクトルバンドを使用して記録された緩和値の数 n が4に等しくなるように選択される場合には十分であると分かっており、青、緑、赤および近赤外線(NIR)スペクトル範囲の部分が使用される。

【0014】450nm、550nm、650nm、および800nmが、皮膚熱傷度の分類のための狭域濾波の中心波長として採用されるのが好ましく、バンドパス濾波の半値全幅が5~20ナノメートルの範囲内で選択される。

【0015】皮膚創傷の異なる程度のより鮮明な表現のために、異なる皮膚創傷の表面の疑似カラー表現が好都合であることが分かっている。

【0016】皮膚創傷の異なる程度の表現に加えて、真カラーイメージが、狭域を使用して記録された赤、緑、および青スペクトルチャンネルから構成されても良く、2つの表現を切り換えることも可能である。

【0017】ビームスプリッタ、適当なスペクトルフィルタおよびイメージセンサーによって皮膚組織の表面の複数のスペクトルの異なるイメージを同時記録するためのイメージ記録ユニットを有し、スペクトルの異なるイメージから得られたイメージデータを発生する手段を含む評価ユニットと、皮膚組織の多様に損傷した領域を表示するための出力ユニットとを有する、患者の皮膚組織への創傷度の診断のためのデータを発生するための装置であって、皮膚組織からの緩和された白色光の広範囲の収集のためのレンズが、収集された光をビームスプリッタに送るためにイメージ記録ユニット内に提供され；このビームスプリッタは、順次配置されたプリズムの波長マルチプレクサであり、皮膚表面によって緩和された光を少なくとも4つの異なるイメージに分解することとを可能にし、それぞれの場合のこれらのプリズムは、レンズから離れたそれらの表面上の限定された波長範囲で

の光ビームの空間的抽出のためのスペクトル選択性カットオフフィルタ層を有し、これらの選択的に抽出された光ビームのそれぞれが関連したイメージセンサーに衝突する前に狭域濾波され；イメージセンサーのスペクトルの異なる緩和値から発生されたパラメータ空間内でデータ分析を実行する手段が評価ユニット内にあり、このデータ分析は、皮膚創傷の訓練された既知程度からの同じパラメータ空間内にもうすでに格納されたデータとの現在データの比較を含み、この現在データは皮膚創傷の既知程度に割り当てられる、装置、の場合に上述の目的は達成される。

【0018】都合良く、各カットオフフィルタ層は、低パスフィルタとして働く急峻なカットオフを有する反射フィルタであり、低パスフィルタのカットオフはプリズムからプリズムまで段階的により大きな波長にシフトされる。一方、各カットオフフィルタ層が高パスフィルタとして働く反射フィルタであり、各高パスフィルタのカットオフがプリズムからプリズムまで段階的により小さな波長にあることも可能である。このタイプのステージカットオフフィルタ配置構成で、全てのスペクトルチャンネルに対して高選択性、高光伝送性および良好なイメージ転送品質がビーム分解で得られる。

【0019】ビーム分解およびイメージ記録を調整するには、全てのカットオフフィルタを、スペクトルの空間的ビーム分解の均一な面である共通面と垂直をなして配置することが有利であることが分かる。評価ユニットは、以下の等式

【数4】

$$r_i' = r_i / \sum_{m=1}^n r_m, \quad \sum_{i=1}^n r_i' = 1, \quad r_i \in [0, \dots, 1]$$

により得られた緩和値の発生のための同時に記録されたスペクトルの異なるイメージの個々のピクセルの比率を形成する手段を都合良く包含し、ここで r_i は、撮像された皮膚表面の個々のピクセル毎に狭スペクトルバンドを使用して測定された n 個の異なる緩和値のデジタル化された緩和値を示す。

【0020】さらに、皮膚創傷、特に皮膚熱傷の分類のための評価ユニット内には、クラスタ分析を実行する手段がスペクトルの異なる緩和値のパラメータ空間内に都合良く在り、それらのクラスタの中心および半径は、既知皮膚組織パターンに対する創傷の程度の緩和値で訓練することによって決められ、格納され、未知皮膚組織の緩和値は皮膚創傷の程度のこれらの訓練されたクラスタに割り当てられ、故にそれらの創傷に関して分類可能となり、出力ユニット内では、クラスタ割り当ておよび分類を基にして現在記録されている皮膚表面の領域内の皮膚創傷の異なる程度の表面を表すための少なくとも1つの手段が都合良く提供される。

【0021】都合良く、皮膚熱傷度の分類に対し、狭パ

ンドを使用して記録された正確に4つの異なるスペクトル緩和値が、青、緑、赤および近赤外線（NIR）スペクトル範囲の部分から使用される。この場合、450nm、550nm、650nmおよび800nmが狭域濾波の中心波長として有利に使用可能であることが分かっており、バンドパスフィルタの半値全幅は5〜20ナノメートルの範囲内にある。

【0022】本発明による装置の波長マルチプレクサは、好ましくは、第1〜第3イメージセンサーの横方向に結合するための3つのくさび状プリズムの場合、第4イメージセンサーの線状結合のためのこれらのプリズムに隣接する4面接続プリズムから成り、レンズから入ってくる光に関して、くさび状プリズムの場合、反射カットオフフィルタ層はそれぞれの場合で後部側に配置され、少なくとも1つの空気層は、短プリズム側の方向へのプリズムのそれぞれのカットオフフィルタによって抽出された光の内部反射のために前部側に位置し、カットオフフィルタ上にイメージセンサーが内部反射の方向と直交するように設置され、全てのプリズムは、各プリズム内の光路長がイメージセンサーと同じとなるように寸法形成される。

【0023】レンズは、都合良く、短物体長と、波長マルチプレクサを介して皮膚表面を異なるスペクトル照明でイメージセンサー上に像形成するための大イメージ長とを有する。都合良く、レンズ、波長マルチプレクサ、カットオフフィルタ層、バンドパスフィルタ、イメージセンサーおよびイメージメモリを備えたイメージ記録ユニットは、コンパクトビデオカメラ内に配置され、パーソナルコンピュータへのデータ転送は、皮膚創傷のクラスタ分析および分類のためのみ提供される。

【0024】照明の疑似効果を低減するために、強い白色光源が、ビデオカメラにしっかり接続され、その照明は、皮膚表面から直接反射した光がカメラレンズに入射しないようにアライメント調整される。

【0025】本発明の基本的概念は、特に皮膚熱傷の診断に対して、白色光での皮膚組織のアクティブ照明で、CCD技術の移動式の扱い易い、メニュー駆動デジタルビデオカメラを利用する組織的に単純な多スペクトル検出方法と、高輝度真カラーイメージと、定義されたカラーを等しい熱傷深度の部分に割り当てる疑似カラーイメージとの出力でデータの自動化評価を行うための医学的に立証された学習可能な患者データベースに基づく適応クラスタ評価方法とである。

【0026】広範囲にわたる予備的研究から、3つ以上の波長で、熱傷深度2a（表在性）、2b（深層真皮）および3（全層性）のより信頼できる判定が可能であることが分かっている。この場合、本発明は、健康および（均一に）熱傷した皮膚の分光データが上述のカラー空間内にクラスタ構造を形成するという発見に基づくので、緩和分光に関して多数の皮膚タイプおよびそれらの

熱傷度を記述し、患者および（臨床上の）処理データをも含む臨床上前記証明されたデータベースで、およびファジークラスタルゴリズム（例えば、修正された「fuzzy c-means」アルゴリズム、ベズデック（Bezdek）、1981）を使用して、臨床的に関連する熱傷深度への測定された値の特有の割り当てが可能となる（余分な基準測定もしないで）。換言すれば、緩和値から形成されたカラー空間内の現在測定データのクラスタ形成に対する計画的サーチが行われ、これらの測定クラスタは、最小限の偏差を判定することによって創傷の既知程度についてのもうすでに訓練されたクラスタに割り当てられる。故に、少なくとも3つの得られた（比率を形成することによって）緩和強度を有する各皮膚ピクセルを測定クラスタに割り当てることが可能となる。濾波と、環境および未熱傷皮膚に（つまり、暗色または過剰暴露部分に）割り当てられるべきである測定データの予備分類との後に、そのアルゴリズムは次にそのしみ（不鮮明さ）、クラスタの特徴的表面形状（パターン認識）を判定し、「測定された」カラー空間の座標をデータベースのものに適応させる。分光データに加えて、このアルゴリズムは、例えば、熱傷のタイプ、熱傷過程、熱傷後の時間、および初期治療の性質など、患者データをも考慮に入れる。

【0027】本発明の配置構成で、スペクトル分解されたビデオ記録を基にして人間の皮膚に対する創傷の程度の査定を得ることが可能となり、皮膚のタイプおよび皮膚創傷の時間に関係なく皮膚創傷の客観的且つ再現可能な評価ができるようになる。特に、本発明の装置は、熱傷度2a（2、表在性）〜2b（2、深層性）および3、および健康皮膚とを確実に区別する客観的診断補助手段を提供する。本発明を添付図を参考にして以下で詳細に説明する。

【0028】

【発明の実施の形態】本発明による方法は、本質的に次のステップからなる：

ー皮膚組織は、皮膚組織の表面からの緩和された光しかイメージ記録用のスペクトルチャンネルに本質的に到達しないように白色光で広範囲に照明され、
ー皮膚表面からの緩和された光は、少なくとも4つの別々の光路に分解され、スペクトルチャンネルのスペクトルで定義される波長範囲は、連続スペクトル選択性カットオフフィルタを用いて段階的に抽出され、
ー狭域スペクトル濾波は、光電イメージ変換前の段階的スペクトル分解後に現れる各光路で実行され、このバンドパス濾波は、皮膚が創傷された際の皮膚の緩和能力の特性変化を考慮し、
ークラスター分析は、緩和値のパラメータスペース内で実行され、クラスターの中心および半径は、既知皮膚組織パターンに対する創傷程度の緩和値で訓練することによって決まり、格納され、皮膚創傷程度のこれらの訓練

されたクラスターへの未知皮膚組織の緩和値の割り当てが実行され、

一記録された皮膚表面の領域内の皮膚創傷の異なる程度を有する表面の表現がクラスター割り当てを基にして表示される。

【0029】この基本的考えは、図1に概略的に表される。光源1、好ましくはハロゲンランプは、検査すべき皮膚組織、例えば熱傷した皮膚を集中的に白色光で照明する。皮膚表面からの緩和された光（直接反射された光は照明幾何学的形状だけイメージ記録から削除される）は、図1の1部（イメージ収集）で概説されるように、少なくとも4つのスペクトルチャンネルの、さらに下記で詳述される、多スペクトルカメラによって記録される。これらの記録されたスペクトルイメージ4は、図1の、2部（イメージ転送）により、それらが前処理されずに、つまり何らかの方法で圧縮または処理されることなく、評価ユニット5、好ましくはパーソナルコンピュータ（PC）、ラップトップ型または他のコンピュータユニットに転送される。図1の3部（イメージ分析および分類）により、以下でより詳述されるように、スペクトルイメージ4は、適当なソフトウェア、特定比率の形成により実行される現在記録されている皮膚表面に対する皮膚創傷の分類、および既知皮膚組織パターンとの創傷度の緩和値の比較を使用してピクセルに関して分析される。これから、ディスプレイユニット6に患部を様々に表示することが可能となる。一方、真カラー（真カラーイメージ）でのカラー表示は、熱傷した人の間接的な視診による検査のための熱傷創を視覚化するのに、特に適している。他方、特に、疑似カラー表示は、異なる熱傷の程度を明白に局部的に分離できる表示モードとして好ましい。表示形式の両方とも、ハードコピーまたはモニター表示として出力するのに適しており、必要に応じて選択される。その範囲を限定することなく、表現をより単純にし、技術的に明瞭にするために、本発明は、皮膚の熱傷の程度の分類に、特に、好ましいとされている4チャンネル構造を参照して以下で説明される。

【0030】

【実施例】正確に4波長の場合では、波長の選択は、皮膚の単純層モデル（アンセルモ（Anselmo）その外、1977、アフロモウィッツ（Afrowowitz）その外、1987、1988）を利用して行われる。

【0031】図2に示されるように、人体（および熱傷の患部）で緩和された光は、長イメージ距離、およびモーター駆動対物焦点距離調整を有する特殊レンズ31によって収集され、長波赤外線（IR）光に対する障壁を形成するブロックフィルタ32内を通過して小型プリズムブロックの形の波長マルチプレキサ33に至る。大抵の場合、この波長マルチプレキサ33は、同一面内に様々な波長の配置構成物が別々の光路内への実質的な損失もなく分割され、対応するCCDマトリクスセンサーに衝突す

る前に適当なバンドパスフィルタを直接的にのみ使用して、選択された中心波長と関連の半値全幅とに従って濾波されるように、互いにしっかりと接着固定された多数のプリズムから構成される。これにより、同時に、選択性のレベルが大きく、光伝送性が高く、良好なイメージ転送品質が維持されることが確実となる。平板配置構成（4波長を超えるものから、平面外配置構成が必要となる）を用い、先端接合技術を利用することによって、CCDモジュールの極めて精密で且つ頑丈な互いに関するアライメントが達成され、CCDセンサーの個別のピクセル間のピクセル同期化がそれによって確実に行われる。

【0032】図2に示されるような特定の場合では、波長マルチプレキサ33は、3つの三面プリズム331～333と（四面）接続プリズム334とから成る。レンズ31（故に入射光）から離れた三面プリズム331～333の表面に、それぞれの場合でのカラー分解層341～343があり、それらは反射フィルター層であり、反射の高パスフィルタ特性を有するので、所定フィルタカットオフまでの高周波光はほとんど完全に反射され、そのカットオフより低い低周波光はほとんど減衰しないで伝送される。カラー分解層341～343を搭載するプリズム331～333の表面の異なる傾斜のため、レンズ31を通過して入射する白色光の反射されたスペクトル成分は、入射光路（点線で示された）から抽出される。検出に必要な空間的分離を増大させるために、光路内の前に在るプリズム331～333の表面は、内部反射表面として使用される。この目的のために、屈折率の大きな変化がこの表面に必要であり、それは、プリズム331と332との間、およびプリズム332と333との間の空隙と、プリズム331の露出前部表面とによって生成される。これらの2つの空隙は、好ましくは、光路を妨げない孔付きマスクを使用する接着結合による固定方法で構成される。プリズム331～334の特別な、ある程度特異な形状およびサイズは、全スペクトルチャンネル内のセンサーに同じ光波長で光を進ませることが多スペクトル記録技術には非常に有用であることが分かっている、故に狭限度範囲内で決まる。この場合、カラー分離層上のスペクトル選択反射の最小可能角度とCCDセンサーブロック361～364の形でセンサーを結合するための最大可能空間節約との間で妥協点を見つけないといけない。

【0033】プリズム331～333の前部表面上で内部に反射されたスペクトルで選択された光は、プリズムの第3の短面においてCCDセンサーブロック361～364上に、特に、前記短プリズム面がそれぞれの場合で垂直に、続いて狭域スペクトルフィルタ（SF）351～353、およびCCDセンサーブロック361～363が置かれるように抽出される。この場合、スペクトルフィルタ351～353およびCCDセンサーブロック361～363は、前記短プリズム面に直接接着結合される。

同様のことは、光路方向に位置する要素：接続プリズム334、スペクトルフィルタ354およびCCDセンサーブロック364についても真となる。

【0034】それらのCCDに関しては、CCDセンサーブロック361～364は、ピクセル数に関して少なくともビデオ標準のものである。ピクセルのサイズおよび数量は、熱傷の空間的分解能、 $<1\sim 3\text{mm}$ 、および測定距離、典型的に 30cm （局部記録）～ 200cm （全身体記録）によって決まる。

【0035】カラー分解層341～343に関して、カラー選択による所望の光分解は、段階的に差を付けた高パス濾波により、図3に特定的に示される。使用されたカットオフフィルタは、バンドパス波長範囲の急峻なカットオフおよびほとんど完全な反射抽出によって区別される。さらに、図3は、波長に対する狭域スペクトルフィルタ351～354のバンドパス選択をも表す。計算され、より精密に実験的に決定された値を基にして、本発明の装置は、波長（ $450\pm\lambda_{\text{m}1}$ ）nm（青）、（ $550\pm\lambda_{\text{m}2}$ ）nm（緑）、（ $650\pm\lambda_{\text{m}3}$ ）nm（赤）および（ $800\pm\lambda_{\text{m}4}$ ）（NIR）で動作し、半値全幅 λ_{m} は、典型的に $5\sim 15\text{nm}$ の範囲内にあり、安定評価アルゴリズムおよび工学技術に関し達成可能であるものに関して最適化され、ここでは青スペクトル範囲が、かなり大きな帯域幅（ 20nm ）と共に選択された。これらの帯域幅は、カメラ感度（最大可能帯域幅）と皮膚の吸収曲線の特長（最小可能帯域幅）との間の妥協点である。青範囲では、熱傷した皮膚の緩和能力において実際にいかなる強いスペクトル変動もないが、従来の利用できる光源（ハロゲン光放射体）からの強度の減少があるので、これは、他のバンドフィルタと比べてバンドフィルタのより大きな帯域幅で補償されることに留意すべきである。他に関しては、バンドパスフィルタの中心波長の選択は、関連皮膚成分、特にヘモグロビン、の吸収および分散によって決まる。

450nm：上部層の比較的強い成分

550nm：第2層の血液容積成分に強い依存性（ヘモグロビン吸収）

650nm：HbO₂とHbとによる吸収における強い相対的差

800nm：まれにしか分散しないが、強い影響が第3度の熱傷部分に経験的に見られるHbO₂とHbとの等吸収点。

【0036】今まで使用された皮膚モデルが広げられ、熱傷に関する他の光学的活性皮膚成分が考慮される場合、他の波長を使用することが論理的となっても良い。これらはパラメータ空間（カラー空間）52の寸法形状を増大させることとなるが、それにも関わらず、次の分析および分類アルゴリズムは、これにより（厳密に）変わらない。

【0037】4つ（それ以上）のCCD（または、例えば、CMOSアクティブピクセルなど、他のイメージセンサー）マトリクスセンサーで熱傷の患部からの緩和値を取

集するために、傷ついた皮膚組織（およびそれを囲む健康な皮膚）は、（独立した、またはイメージ記録ユニット（その基本的機能がビデオカメラと同じであるため、以下で「camera」と呼ばれる）に接続された白色光源1を使用して連続的にまたは脈動的（バッテリー電力を節約する）に照明される。これは、上述の波長間隔で強い照明を提供し、複数の周囲光源よりも「outshine」（より明るく光る）ので、それらが測定結果をゆがめない。

（熱傷した）皮膚の光の強い散乱のために、緩和強度は照明の角度と無関係である。直接反射（熱傷した皮膚表面と垂直をなす角度でその傷を照明すること）を回避すると、緩和強度が、確実にその反射強度よりも非常に大きくなるようにする。その部分に対し、カメラは、内部黒および外部白基準（標準）色によって使用された照明に自動的に「カラー較正され」る。（調整可能な）広範囲照明と、それより若干小さいが、それに匹敵する視界のカメラレンズとを使用すると、広範囲、および全身でさえも記録も、局所的な部位に加えて可能となる。

【0038】移動式カメラは、何時でも交換でき、最大限の運転および照明（100W）で、経験によれば記録を行うには十分である少なくとも20分間運転できる再充電可能なバッテリーを使用して給電される。カメラの電子構成は、プロ用ビデオカメラの場合のように、カメラのファインダーにカラーイメージを送るビデオモードを生成することができるように構成される。同時に、カメラを制御し、監視するためのメニューが、ファインダー内に重ね合わされる（必要に応じて）。カメラがそれ自体を監視するので、記録時のポーズの際に、照明が一定時間経過後にスイッチが切られる（バッテリーを節約するために）、または充電のバッテリーレベルがファインダー内およびカメラ上のLEDによって表示される。

【0039】医者が、彼の意見で最適記録シーンであるというものを、ファインダー内に認識すると、このシーンは、ボタン（スイッチ設定「freeze」）を押すことによってファインダー内で凍結され、観察者は、そのイメージが使用可能、つまり格納すべきである（スイッチ設定「safe」）かどうか、またはその記録が廃棄されるべき、つまりビデオモードに戻す（スイッチを解除する）べきかについての判断を速やかに行う。移動式カメラは、PCチップやフラッシュメモリを備えているので、約10（ $4\times 1.5\text{Mbit b/w}$ イメージ）またはそれ以上の記録が、カメラ内に選択的に格納できる。もうすでに格納された記録は、原則的に失われない。

【0040】記録セッション終了後またはメモリが満杯（ファインダー内で自動的に示される）になったとき、そのデータは、離れた場所に位置しても良いPC（ラップトップ）のハードドライブに移動式カメラから転送される（図1の第2段階）。この転送は、シリアルデータ交換の下で行われ、患者の認識番号が事前に入力された場合にのみ実行可能となる。

【0041】熱傷の記録は、各イメージが狭スペクトルチャンネルλ±ラムダに割り当てられる（少なくとも）4b/wのイメージから成る。各「皮膚ピクセル」（数mm²）は、光学的撮像および波長分解によるCCDセンサーのピクセルを介して、総緩和強度に関して較正され、3つの独立変数を与え、故に3次元カラー空間52を張る4つの緩和強度I_{xy}1〜I_{xy}4に割り当てられる。

【0042】問題は、これらの測定された値を「正常な」皮膚および熱傷度に割り当てることにある、なぜならば、正常な皮膚が無く、皮膚（層）モデルが実際の生物学的組織と比べて大いに単純化されており、様々な（個人！）皮膚のタイプに対する様々な熱傷深度、異なる身体領域、および異なる初期処理方法についての分光的生体内測定データの不足があるからである。故に、3次元カラー空間の座標軸は、絶対的と見なすことはできない。

【0043】本発明は、健康および（不均一に）熱傷された皮膚の分光データが上述のカラー空間52内のクラスター構造体を形成するという発見に基づいているので、多数の皮膚のタイプおよび緩和分光に関してそれらの熱傷度を説明する臨床的に事前立証されたデータベースと、ファジークラスターアルゴリズム（例えば、ベズデック（Bezdek）、1981年の「fuzzy c-means」アルゴリズムを修正したもの）の使用を通じて、臨床上関連熱傷深度への測定値の唯一の割り当てが可能となる

（追加的な基準測定もしないで）。それによりその（少なくとも）3つの得られた緩和強度r_{xy}1〜r_{xy}3を有する各皮膚ピクセルを測定クラスターを割り当てることが可能となる。その得られた緩和強度は、図5に示されるように、以下の等式により得られる。

【数5】

$$r_i' = r_i / \sum_{m=1}^n r_m, \quad \sum_{i=1}^n r_i' = 1, \quad r_i \in [0, \dots, 1]$$

ここで、r_iは、撮像された皮膚組織の個別ピクセルに対して狭スペクトルバンドを使用して記録されたn個の異なる緩和値のデジタル化された緩和値を示す。

【0044】図4に概略的に示されるように、カメラ3によって熱傷した皮膚からピクセルに関して収集されたスペクトル緩和強度は、識別され、カラー空間52内のクラスターとして、特定の強度比でグループ化される。環境や熱傷していない皮膚（つまり暗色または過剰暴露部分）に割り当てられるべきである測定データの濾波および事前分類後に、ソフトウェアアルゴリズムが、不鮮明部分（ぼやけた）、クラスターの特有の表面形状を判定

（パターン認識）し、「measured」（測定された）カラー空間の座標をデータベースのこれらに適應する。これは、第1段階で、パラメータ空間52内の現存する異なる状態（クラスター）を判定し、イメージピクセルをこれらのクラスターに割り当て、第2段階で、パターン比較を

通じてこれらの状態クラスター53を分類する2段階手順に対応し、それによって、次にピクセルについても戻って行う作業により同じように分類される。図5は、モデル内の上側部分における、クラスター形成のための質的依存性と、下側部分における、適当な比率形成によって経験的に見つけられる人体の皮膚の熱傷度に適する強度関係を示す。

【0045】図6は、評価アルゴリズムの基本的手順の全体を示す。これは、4つのスペクトルチャンネル内の測定データの記録から開始し、（n-1）パラメータ空間へのスペクトル緩和値の変換（比率を形成することによって、ここでは4つの波長で：3つの比率）、およびクラスター形成とパターンデータベース内にもうすでに分類されているパターンとの比較によるクラスターの皮膚熱傷度への分類までのクラスター割り当てへと続く。

【0046】分光データに加えて、このアルゴリズムは、例えば、熱傷のタイプ、熱傷過程、熱傷後の時間、および初期治療のタイプなど、患者データをも考慮に入れる。

【0047】この方法の訓練過程では、カラー空間内の熱傷度の代表的分布は、クラスターの分類用のベースとして決定され、割り当てアルゴリズムが訓練される（軸スケールリング）。この学習局面は、組織形態計測研究の結果との評価の比較による分類の統計学的確認のためにも使用される。

【0048】この訓練は、関連組織部分からの標本についての微細組織研究での多数の熱傷例、および異なる熱傷度への生検の組織学的割り当てを利用して行われる。これを行うために、熱傷後の最初の3日間、鮮創され、局所治療された部位が設定した時間間隔で測定され、査定される。さらに、生検が治療段階で熱傷組織から取られ、その熱傷結果が組織学的に判定される。

【0049】この評価方法は、その適合性によってさらに区別される。それは、通例のごとく、設定セグメント限度を、故に個別ピクセルの厳密な分類を持たないが、連続的に適合される。これは、第1段階で、パラメータ空間内に現存する異なる状態（クラスター）を判定し、これらのクラスターにイメージピクセルを割り付け、第2段階で、パターン比較を通じてこれらの状態クラスターを分類する2段階手順の結果から生じ、それによって次にピクセルについても戻って作業を行うことにより同様に分類される。これにより、皮膚の色調および固定セグメント限度の高いバラツキ程度による信頼できない分類が回避される。

【0050】本発明は、とりわけ、臨床上的診断において、利点を有する。故に、熱傷度2a（2、表在性）、2b（2、深層性）、3、健康な皮膚、および患者に関係しないイメージ内のシーンを確実に弁別する客観的診断支援手段を提供する。絵で表した真および疑似カラー表現によって、客観的支援手段が、手術計画やそれに関

わる処置法のために準備される。皮相的に酷い熱傷の深度は、鮮創後直ちに判定される。客観的検出法で、最初の3～4日間の熱傷の追跡調査（この後に、傷が変化し始めるので、新アルゴリズムが採用されなければならない）が可能となる。特に、開業医は、熱傷度2a～2b範囲の伝統的な傷の治療の限界をさらに発展させることも可能となる診断システムが、それに関する上述の明確な効果と共に提供される。医者は、故に、様々な治療法の効果を考慮するだけでなく補助的データベースの使用を可能にする、高い診断および再現性への信頼性を備えた、方法が与えられる。信頼できる客観的診断結果は、様々な人間の皮膚タイプ、およびイメージ内の熱傷に近接した場所の熱傷していない皮膚をも示すシーンの検出を経て様々な身体部分間の差を自動的に考慮に入れて得られる。健康な、または架空の基準皮膚に関する別々の較正は、故に不要となる。

【0051】医者は、故に、操作するのが簡単で且つ移動性を最大限に活用でき、故に患者にも優しい移動式イメージ記録システムを備える。局部熱傷創に加えて全身の記録を実行する機会の余裕も基本的にある。全身記録の必要性、およびそれにより、全身面積に対する異なる深度まで熱傷した皮膚面積の比率についての可能な客観的判定は、重い熱傷罹災者を病院に送り、必要とされる外科および処置を計画する（段階的に）際に必要な集中医療処理を開始するのに非常に重要な支援である。これは、早期の段階で絶対に必要である皮膚移植のみを実行し、故により優れた回復の機会、および皮膚創傷、特に熱傷に対する処理時間をより短くするための基礎を提供する機会を開く。

【0052】本発明による方法の改良点、および関連する装置は、独立した（電氣的に）接続されていないPCだけでなく、カメラ内に包含されたPCチップのため、リアルタイムで分析を実行するために追加メモリモジュールを使用し、真カラーイメージに加えて、上述の疑似カラー表現でファインダ内に結果の表示または異なる表示を同時に検査している医者に与えることによって、イメージ評価を実行することにある。これは、像形成目的のため、およびオンライン遠隔コンサルティングに関して、リアルタイムでこれらのデータのオンライン転送を持たせることも可能となる。この目的のため、データは、カメラに追加的に取り付けられるディスプレイ上で近くに

いる個人に対して表示できる、または手術室内側または外側の任意の所望受信モジュールにケーブル接続または気管内チューブを通るデータリンクを介し、それによって続いて同時に世界中に転送されても良い。

【0053】面積計算モジュールでイメージ処理ソフトウェアを強化することによって、熱傷面積の数値的表面

占有部を（イメージ内の比較スケールで、または身体寸法からの補外によって）正確に記憶することも可能となる。

【0054】さらに、本発明の方法で、例えば、熱気を吸入した際に肺内部に生じる人体内部の「熱傷」を調べるために、例えば、内視鏡の使用、も可能となる。美容外科移植のバイタリティや「顔貌」の測定も、本発明の可能な用途の範囲内にある。発癌性皮膚変化についての測定や処置に関しても真である（個別の癌腫に加えて、その分布が稠密である場合、広範囲の並行分析により、陽性であるまたはあることもあるこれらの癌腫のみを検査する医者に表示することも可能となる【欠文】）。

【0055】さらなる使用は、状態を測定し、続いて開放創を処置することにある。本発明による方法（特に、ここで説明した本発明の補助で、例えば、その表面と深層との両方で、レーザー切除法などの支援で、熱傷創の創面切除や「壊死」組織の除去の自動化の将来の可能性）を使用して治療した表面規定寸法を多数採取することによって皮膚工学処置（例えば、レーザー治療）の効果を観察することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による本質的機能部品の図を示す。

【図2】4波長用波長マルチプレクサを備えた本発明によるイメージ記録ユニットを示す。

【図3】本発明による4チャンネルイメージ記録のカラー分解の概念を示す。

【図4】皮膚の熱傷の程度に適用される本発明によるイメージデータ分析原理を示す。

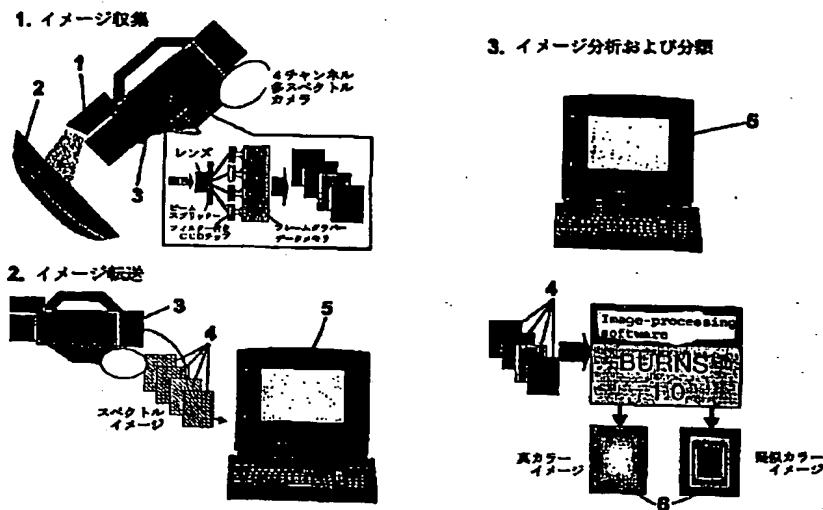
【図5】本発明により選択されたスペクトルチャンネルでの皮膚の熱傷度の関数としての皮膚の緩和値を表す。

【図6】多スペクトル感応性イメージデータの適合的種類のための本発明によるソフトウェア機能を示す。

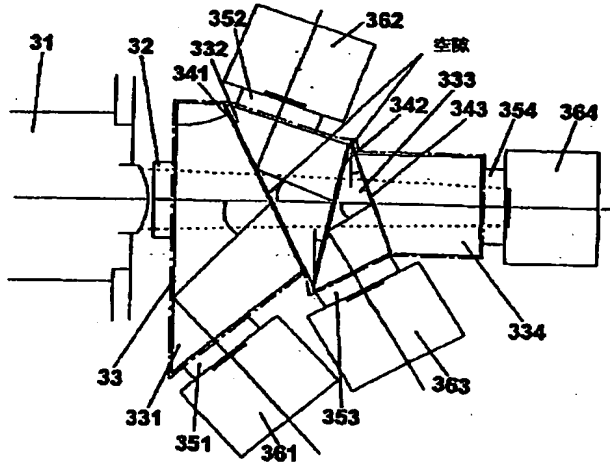
【符号の説明】

1 光源、2 皮膚組織/皮膚表面、3 カメラ、31 レンズ、32 IRブロックフィルタ、33 波長マルチプレクサ/プリズムブロック、331～333（3面）プリズム、334（4面）接続プリズム、34 カラースプリッタ層、341～343 カラースプリッタ層/反射フィルタ層、35 スペクトルバンドパスフィルタ、351～354 狭域スペクトルフィルタ（青、緑、赤、NIR）、36 CCDセンサー、361～364 CCDセンサーブロック、4 スペクトルイメージ、5 評価ユニット/コンピュータ、51 スペクトル緩和強度、52 パラメータ/カラー空間内のクラスタ、53 状態クラスタ、54 データベース、6 ディスプレイユニット、

【図1】

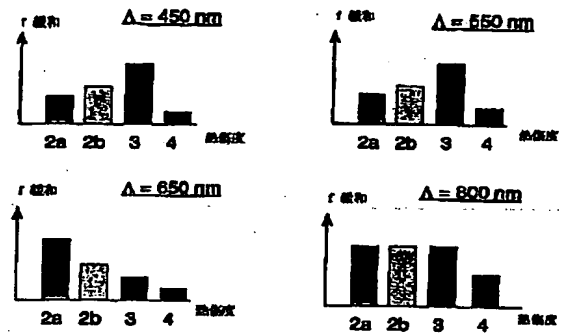


【図2】

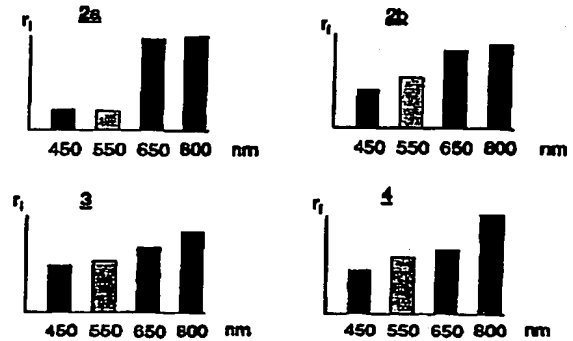


【図5】

モデル (質的依存性): $I_{\text{緩和}} = f_{\text{緩和}} \cdot I_0$

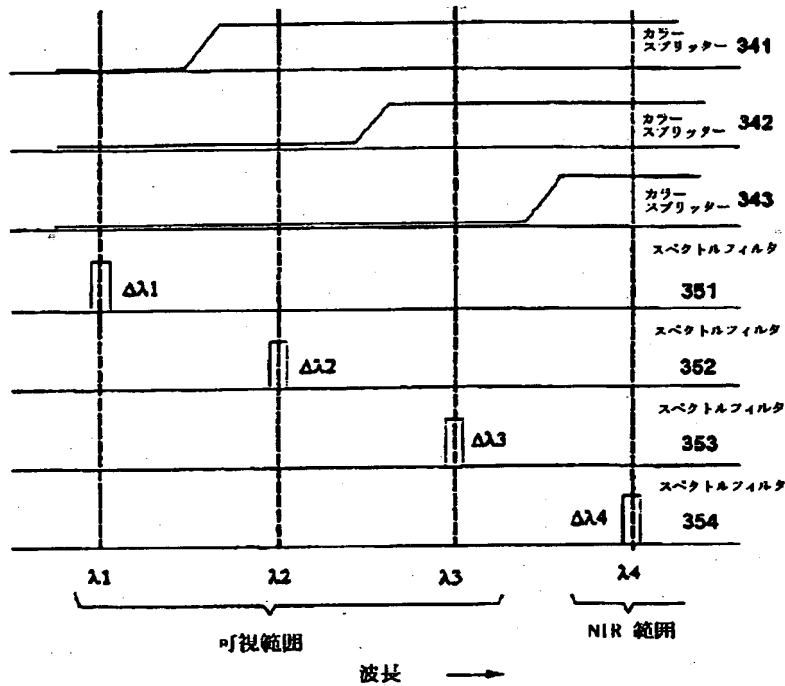


経験的
測定: $r_i = I_i / (I_H + I_G + I_B + I_R)$



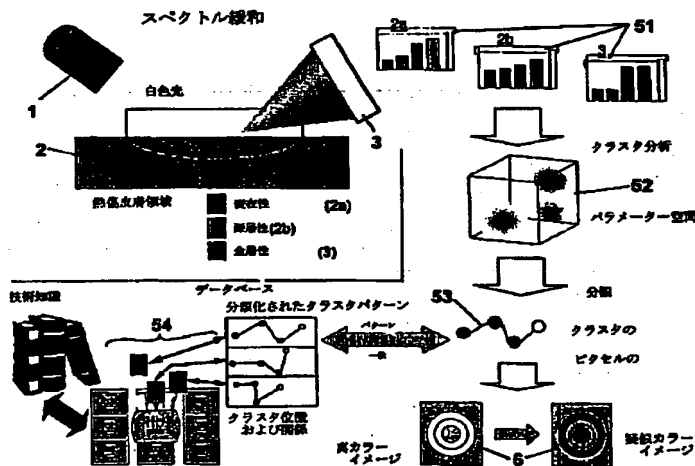
【図3】

カラー分解概念



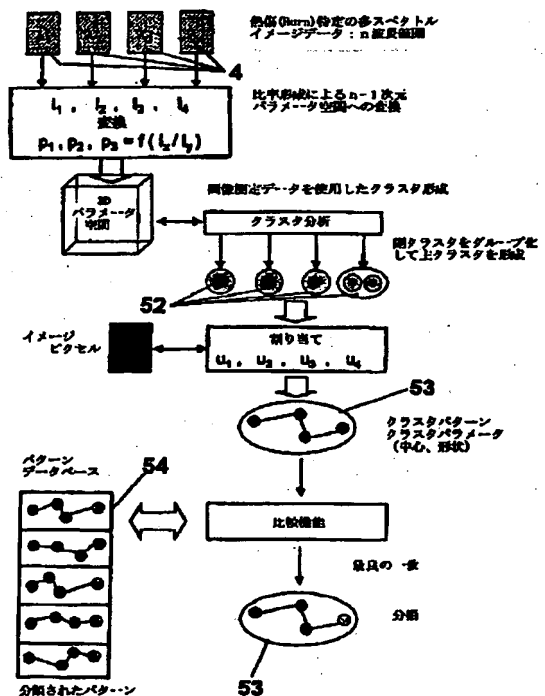
カラーズプリッター層および帯域フィルタの伝送

【図4】



【図6】

多スペクトルイメージデータの適応的知識をベースにした分類



フロントページの続き

(51)Int. Cl.⁷

識別記号

H 0 4 N 7/18

F I

G 0 6 F 15/64

テーマコード(参考)

B

(72)発明者 ベルント ルスターマン
ドイツ連邦共和国 デー・07747 イェー
ナ チークシュトラッセ 34

(72)発明者 ヴェルナー ライラント
ドイツ連邦共和国 デー・07751 コスベ
ーダ シュタット イェーナ ファルケン
ヴェーク 12

(72)発明者 ヴェルナー アイゼンバイス
ドイツ連邦共和国 デー・23627 グロ
ス・グレーナウ ミューレンカンブ 12

THIS PAGE BLANK (USPTO)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)